

VERGLEICHENDE HÄRTEUNTERSUCHUNGEN
VON KUNSTSTOFFVERBLENDUNGEN
FÜR KRONEN UND BRÜCKEN

Hansjörg Schwalb

1973





Digitized by the Internet Archive
in 2026

Aus der Prothetischen Abteilung der Klinik und Poliklinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten der Johannes Gutenberg Universität Mainz

Direktor: Professor Dr. K. Fuhr

Vergleichende Härteuntersuchungen
von Kunststoffverblendungen für
Kronen und Brücken

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Würde eines Doktors der Zahnheilkunde
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Johannes Gutenberg Universität Mainz

vorgelegt von Hansjörg Schwalb
aus Heilbronn am Neckar

Fachbereichs-Dekan: Professor Dr. Dr. W. Ketterl
Referent: Professor Dr. H. Marx
Korreferent: Professor Dr. K. Fuhr

Tag der mündlichen Prüfung: 6. Juni 1973

Gesamtherstellung:



DITTERS BÜRODIENST

6501 HEIDESHEIM/RHEIN · AM KAPELLECHEN 1

TELEFON 0 6132 / 57 11



Inhaltsangabe

1.	Einleitung	Seite	1
<u>I.</u>	<u>Die Verblendkrone</u>	"	2
1)	Definition der Verblendkrone	"	2
2)	Indikation der Verblendkrone	"	3
3)	Forderungen an eine Verblendkrone	"	3
4)	Bewährte Arten der Verblendkrone	"	4
5)	Forderungen an einen idealen Kronen- und Brückenwerkstoff	"	7
<u>II.</u>	<u>Dentale Kunststoffe und deren Verwendung</u>	"	9
1)	Entwicklung dentaler Kunststoffe	"	9
2)	Werkstoffbedingte Fortschritte der Polymethylmethacrylate	"	12
3)	Verarbeitungsbedingte Fortschritte auf dem Gebiet der PMMA	"	13
4)	Forderung an eine materialgerechte Verarbeitung der PMMA	"	15
<u>III.</u>	<u>Werkstoffuntersuchungen dentaler Kunststoffe</u>	"	15
1)	Werkstoffprüfungen von Kunststoffzähnen und Kronen- und Brückenkunststoffen	"	17
2)	Härteuntersuchungen zahnärztlicher Kunststoffe	"	18
3)	Die neuentwickelte Kleinlasthärte- meßmethode	"	25

<u>IV. Eigene Härteuntersuchungen</u>	Seite	27
1) Herstellung der zu untersuchenden Verblendkronen	"	27
2) Vorbereitung der Kronen für die Härteuntersuchungen	"	28
3) Festlegung der Meßzeitpunkte	"	29
4) Umweltbedingungen beim Lagern und Messen	"	29
5) Eigentliche Messungen und die Festlegung der Meßpunkte	"	30
6) Die Meßergebnisse	"	31
7) Statistische Auswertung der Härtewerte der einzelnen Materialien	"	33
<u>V. Diskussion</u>	"	38
<u>VI. Zusammenfassung</u>	"	42
- Literaturverzeichnis	"	43

Einleitung

"Makromolekulare Chemie und Physik sind junge Wissenschaften. Von den neuen Erkenntnissen und Erfolgen dieses sich geradezu überstürzt entwickelnden Forschungsgebietes wird auch die Zahnheilkunde profitieren". Dieses Schlußwort von SCHROEDER (40) in seinem Beitrag über schnellhärtende Kunststoffe gibt berechtigte Hoffnung auf verbesserte bzw. neuartige vielleicht ideale Kunststoffe für den zahnärztlichen Gebrauch. Betrachtet man jedoch die Anstrengungen, die Zahnärzte und Techniker in den letzten drei Jahrzehnten der Kunststoffverblendung und ihrer Problematik gewidmet haben, so kann man kaum erwarten, daß die Diskrepanz zwischen den an die Kunststoffe gestellten Ansprüche und deren Leistungsfähigkeit je ganz beseitigt werden wird. Die "überstürzte" Entwicklung der Kunststoffchemie darf nicht zu einem überstürzten Gebrauch ihrer Produkte verleiten. Dies zu verhindern ist eine Aufgabe der zahnärztlichen Werkstoffkundler. Durch Verfahren, die sie entwickeln oder von Materialprüfern übernehmen, haben sie die Möglichkeit, rechtzeitig die Hersteller oder die Verbraucher zahnärztlicher Materialien zu informieren. Die Werkstoffkunde, ein Teil der wissenschaftlich orientierten Prothetik, dient deshalb nicht nur der Entwicklung der Werkstoffe, sondern schützt Zahnarzt und Patient vor all zu bösen Überraschungen.

Diese Arbeit beschreibt die Prüfung dentaler Kunststoffe durch eine an der Materialprüfanstalt der Technischen Hochschule Darmstadt neu entwickelte Kleinlasthärtemeßmethode. Es ist die Bemühung, das adäquate Prüfverfahren für Kunststoff-Verblendungen zu finden.

I. Die Verblendkrone

Für die meisten Patienten ist der Verlust oder der drohende Verlust eines Frontzahnes der nach dem Schmerz häufigste Grund den Zahnarzt aufzusuchen. Der bei dem Patienten im Vordergrund stehende Wunsch nach einer ästhetischen Lösung, die keine Einbuße in der Funktion mit sich bringt, stellt den Zahnarzt vor ein besonderes Problem, da er die Vitalerhaltung eines Zahnes vor die Ästhetik stellen muß.

Die erfreuliche Entwicklung der Ästhetik zu einem im sichtbaren Bereich unauffälligen Zahnersatz erklärt die Anstrengungen, die die wissenschaftliche Prothetik auf dem Gebiet des Frontzahnersatzes gemacht hat.

Diese Bemühungen und die Neuentwicklung von geeigneten Materialien ermöglichen heute eine Verblendkrone, die der Vollgußkrone funktionell gleichwertig ist, die aber auch der ästhetischen Forderung des Patienten und des Zahnarztes Rechnung trägt.

1) Definition der Verblendkrone

Nach MARXKORS (25) ist die Verblendkrone eine Gußvollkrone, deren sichtbare Flächen mit zahnfarbenen Materialien verkleidet sind. Eine lückenlose metallische Abdeckung des Stumpfes, sinnvoll für die Kariesprophylaxe, gilt als unabdingbare Voraussetzung.

Ein Unterschied zwischen Facettenkrone und Verblendkrone ist nicht mehr zu erkennen. Die neueren Veröffentlichungen bedienen sich fast ausschließlich der Bezeichnung Verblendkrone. WEIDNER (54) verwendet den Namen Verblendkrone jedoch für gefensterte Kronen, in die eine Porzellanblende eingesetzt oder eine Kunst-

stoffverkleidung eingepreßt ist.

2) Indikation der Verblendkrone

Neben der Anwendung im sichtbaren Zahnbereich zur Wiederherstellung kariöser Zähne, die durch eine Füllung nicht vor einer Fraktur geschützt werden können oder als Brückenanker, empfiehlt MARXKORS (25) die Verblendkrone auch zur Schienung gelockerter Zähne, sowie zum Bilden von Blöcken aus restlichen natürlichen Zähnen.

MILLER (27) sieht in der Verblendkrone die einzige Art der Wiederherstellung, die die Dauerhaftigkeit und Stabilität besitzt, die ein Brückenanker haben muß. Der günstige ästhetische Effekt indiziert die Verblendkrone im Frontzahnbereich nach WYNDEBOER (76) bei Überschreitung der Indikationsgrenze für eine Jacketkrone etwa durch ungünstige Bissverhältnisse als Einzelkronenersatz.

SINGLER (34) bezeichnet als Verblendkrone im Oberkiefer als Anker der Wahl; im Unterkiefer dagegen plädiert er aus kosmetischen Gründen für die Anwendung von Fingerhutmantelkronen.

3) Forderungen an eine Verblendkrone

Die heute allgemein anerkannten Forderungen von RANE (44), die er 1952 für die Verblendkrone aufstellte, wurden 1957 von VOSS (52) ergänzt.

- a) Der Zahn muß wie bei der Vollkrone ringsherum von Metall geschützt sein.
- b) Die Kaufläche bzw. die Schneidekante muß so geformt sein, daß der Metallkörper der Krone allein den Kau-

druck aufnimmt.

- c) Die Blende soll über ein Jahrzehnt Form und Farbe bewahren und natürlichen Zähnen möglichst ähnlich sein.
- d) Wird die Verblendkrone als Anker verwendet, muß ihr Metallkörper die auftretenden Belastungsmomente völlig aufnehmen und so auf den Pfeiler übertragen.
- e) Die Facette soll von allen Seiten von Metall eingefast sein, um die bestmögliche Retention zu erreichen.
- f) Für eine mit Kunststoff verblendete Krone verlangt VOSS (55) eine zumindest mittelharte Goldlegierung der Spezifikation C.
- g) In der Präparation geben einige Autoren unterschiedliche Formen an:
 RANK (51) fordert facial eine Schulter, ähnlich der Jacketkronenpräparation, um Platz für die Verblendung zu bekommen.
 SINGER (46) gibt der konischen stufenlosen Präparation den Vorzug und vermeidet bei extremen Fällen, wo er zur Raumschaffung doch eine Stufe anlegen muß, die kantige Form der Jacketkronenpräparation. Er empfiehlt dann eine flach verlaufende Stufe.
 Ähnliche Auffassung hatte MARXKORS (25) von der Form des Stumpfes.

4) Bewährte Arten der Verblendkrone

Porzellan und Kunststoff, beide Materialien stehen uns zum Verblenden von Kronen zur Verfügung.

a) Porzellan-Technik

Porzellan läßt sich in zweierlei Weise für Verblendungen

verwenden. Einmal durch direktes Aufbrennen auf das Metall und zum Andern, indem man Vertiefungen einschleift und sie als Facette benützt.

- a1) Die Microbond-, Ceramco-, VMK-Degudent- und Biodent-Herador-Verfahren sind bekannt, haben ihre Bewährung bewiesen und sollen hier nur kurz angedeutet sein. Versuche, dem Metall direkt Porzellan aufzubrennen, wurden schon lange durchgeführt und gelangen 1938 GRANGER (54) bei der Herstellung einer Platin-Iridium-Veneer-Krone, deren Porzellanfacette bei etwa 1350° eingebrannt wurde. Da die Aufbrenntechnik noch nicht den heutigen Stand hatte, gab es viele Mißerfolge beim Einsetzen der Kronen. Oftmals platzte die Porzellanfacette heraus. Nachteil dieser Verfahren ist ihre Kostspieligkeit.
- a2) Der zweite Typ porzellanverblendeter Kronen läßt im Gegensatz zum ersten Typ die Möglichkeit des Auswechselns der Facette bei Zerstörung offen (Abb.1a). Eine vorgefertigte Porzellanfacette bzw. ein ausgeschliffener Goldknopf oder Langstiftzahn werden so beschliffen, daß sie von dem Metall der Krone gefaßt und dann mit Phosphatzement befestigt werden. Die "Rostocker Facettenkrone" wurde für diese Art Verblendkrone zum Begriff. Die Verblendung besteht aus einem ausgeschliffenen Goldknopfzahn (REINHUTH, E. u. ARNOLD, E., 34).

b) Kunststoff-Metalltechnik

Da es nicht Ziel dieser Arbeit ist, alle Verblendkronenarten und deren Varianten zu besprechen, beschränke ich mich auf die drei wohl häufigsten Typen beschränken:

51) Es handelt sich hier um eine gegessene Vollmetallkrone, bei welcher der Stumpf mit oder ohne facialer Stufe versehen ist (Abb. 1b). An der Frontseite befindet sich eine kästchenförmige Retention. Da die Dauerhaftigkeit dieser Krone von der Gestaltung des Retentionsbereichs abhängt fordert MILLER (27) ebenso wie SINGER (46) ein rundherum unter sich gehendes Kästchen ("Uhrglasfassung"). Auch empfehlen beide Autoren zusätzliche Verankerungen in Form von Schlingen, die von der Rahmenwand zur facialem Kappenfläche geführt werden.

MARXKORS (25) empfiehlt weiterhin Haftperlen, deren obere Flächen abgetragen werden können, auf der Labialfläche anzubringen.

1954 hat MATHE (26) bereits darauf hingewiesen, daß der Kunststoff am Übergang zum Metall nicht dünn auslaufen darf, da sonst der ästhetische Wert durch Verfärbung bald gemindert wird.

SINGER (46) berichtet, daß 90% aller Verblendkronen in Amerika mit Kunststoff in dieser Art verblendet werden.

MILLER (27) bezeichnet diese Art der Verblendung als "Amerikanische Standardmethode".

52) Wie bei der Verblendung mit Porzellanfacetten können auch Fertigfabrikate in Form von Schalen bzw. Garniturzähne, die schalenförmig ausgeschliffen werden, zur Verarbeitung gelangen (Abb. 1a).

WINDECKER (56) legt besonderen Wert auf den individuell gesetzten Kronenring. Von diesem Ring im Munde des Patienten wird ein Abdruck genommen und ein Situationsmodell hergestellt. Nun wird eine Kunststoffschale (ausgeschliffener Garniturzahn)

dem Ring, der eine labiale Stufe besitzt, durch Beschleifen angepaßt und die Krone mit Blauwachs modelliert. Die Facette muß dann, ringsherum von Wachs umgeben, in einer Art Kästchen liegen. Sichtbar darf nur die Labialfläche der Facette sein. Nach Entfernen der Facette kann die Krone, da der Ring aus angußfähiger Platin-Goldlegierung besteht, fertig gegossen werden. Die Facette, die exakt passen muß, wird dann mit Autoacrylat oder Phosphatzement eingesetzt. Um ein Durchschimmern des Metalls zu verhindern, wird die Labialfläche der Krone vor dem Einzementieren der Facette mit Justio-Opaker eingefärbt.

b7) Die Verfüllkronen nach VALD. (27) mit den Charakter einer Doppelkrone (Abb. 1c). Durch den zirkulären Hohlraum ist die Retention der Kunststoffverblendung erhöht, und Mathé verzichtet bei einem Metallantagonisten sogar auf den Kaukantenschutz. Die Doppelwandigkeit als Retentionsprinzip ist wegen Platzmangels oft nicht durchzuführen. Zudem sind der Verbreitung dieser Kronenart, die unbestreitbare Vorteile besitzt, durch die aufwendige technische Herstellung Grenzen gesetzt.

5) Forderungen an einen idealen Kronen- und Brückenwerkstoff

Die Art der Konstruktion und Qualität des zur Verblendung verwandten Kunststoffes bestimmen die Lebensdauer der Kunststoff-Verblendkronen. Die hier gezeigte Form der Konstruktion optimal erscheint und qualitativ der Vollaußkrone entspricht, hochhält sich von der Forderung hauptsächlich damit, keine Kunststoffkette zu bilden und

vorhandene zu verbessern. So haben HOFMANN (14) sowie SCHWARTZ, WHITSETT, BERRY u. STEWART (45) eine durchschnittliche Lebensdauer der Verblendkrone von ca. 6 Jahre ermittelt, wobei die Unansehlichkeit der häufigste Grund für die Entfernung der Krone war. Durch die Erfüllung folgender Forderungen, die MILLER (27) aufstellte, könnte dieses Problem gelöst werden:

Der Kunststoff sollte eine dauerhafte chemische Verbindung mit Gold eingehen. Er sollte denselben Expansionskoeffizienten wie das Metall der Krone haben. Weiter müßte er neutral farbbeständig, transparent und bereits in dünner Schichtstärke farbkonstant und den natürlichen Zähnen ähnlich sein. Auch sollte er abrasionsresistent sein und eine gute Reparaturmöglichkeit bieten. Schließlich dürfte er nicht zu teuer sein.

Abb. 1

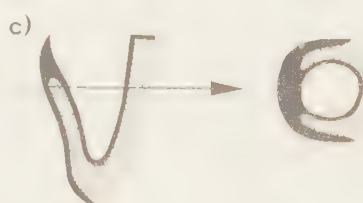
Verblendkrone mit
Porzellan- oder Kunst-
stoff-Facette



Verblendkrone mit ein-
gepreßtem Kunststoff



Verblendkrone nach MATHE



II. Dentale Kunststoffe und deren Verwendung

Kunststoffe sind ein wesentlicher Bestandteil der modernen Welt. Ihre Entwicklung hilft viele technischen Probleme lösen; ihre Verbreitung wächst lawinenartig. Wie in vielen Lebensbereichen haben sie auch in der Zahnheilkunde ihren Stammpplatz erobert.

1) Entwicklung dentaler Kunststoffe

Auf der Suche nach einem Werkstoff, der den Kautschuk als Prothesenmaterial zu ersetzen vermochte, verfolgte die Zahnheilkunde interessiert alle Neuentwicklungen in der Kunststoffchemie. Der neue Werkstoff sollte die Vorteile des Kautschuks, seine Festigkeit und die einfache Verarbeitungsweise besitzen, jedoch dessen Nachteile in kosmetischer und hygienischer Hinsicht vermeiden. SCHMIDT (58) betont die Bereicherung, die die Kunststoffchemie durch die Forderungen der Zahnheilkunde nach einem neuen Prothesenmaterial erfuhr. Um das Jahr 1870 wurde das Zelluloid entwickelt. Es gilt als der erste eigentliche Kunststoff und wurde ebenso wie das um die Jahrhundertwende von dem Amerikaner Baekeland erfundene Bakelit als Prothesenwerkstoff verwendet. Beides sind Polykondensate und genügten der Anforderung an Prothesenbasismaterial nicht. Insbesondere storte die große Wasseraufnahme und die damit verbundene Quellung dieser Materialien.

O. ROHM (Zitat nach HERRAUF, 13) entdeckte 1904 in seiner Doktorarbeit über den Abkornelung der Acrylsäure den Vorgang der Polymerisation. Die Acrylate wurden jedoch erst Ende der 20er Jahre im industriellen Ansaß als Klebstoffe für Sicherheitsglas, dann als Plexiglas verwendet. Mit dem Aufkommen der Polymerisationskunst-

stoffe ging die Ära des Kautschuks als Prothesenbasismaterial zuende. Die wichtigsten Vertreter der neu-entwickelten Polymerisationskunststoffe waren für die zahnärztliche Prothetik die Methacrylate. Sie sind es noch heute.

1955 stellte BAUER (Zitat nach TITKEMEYER, 51) die erste Kunststoffprothese aus dem noch heute verwendeten Polymethylmethacrylat her. Er polymerisierte außerhalb der Küvette monomeren Methacrylsäuremethylester an und polymerisierte in der Küvette dann fertig. Bald darauf entwickelten ROTH u. BAUER (Zitat nach HÖRAUF, 13) gemeinsam das Pulverflüssigkeitsverfahren, welches bis heute eine dominierende Rolle bei der Prothesenherstellung besitzt. Auf dem Dentalmarkt erschienen Mischpolymerisate wie Neohekolith und Hekodent, Plexiglas und Gingivist, Derviate der Polyacrylsäure, ferner noch die Polystyrole. Allen diesen Materialien war die thermoplastische Verarbeitung gemeinsam. Das polymere Pulver wurde im Überschuß in die Hohlform eingebracht und unter definierten Bedingungen (Hitze + Druck) auspolymerisiert. Die Verarbeitung war schwierig und führte oft zu Mißerfolgen.

1936 erschien das Paladon, ebenfalls ein Abkömmling der Polyacrylsäure, auf dem Markt. Es war der erste Kunststoff, der in monomerer und polymerer Form geliefert wurde. Das chemoplastische Paladon war einfach in seiner Verarbeitungstechnik, denn das plastische Gemisch aus polymerem und monomerem Methacrylat konnte, der kautschukverarbeitung ähnlich, in der Stopf-Press-Technik die gewünschte individuelle Prothese liefern. Es war das Verfahren, nach dem noch heute die weitaus meisten Prothesen hergestellt werden.

1938 erschien der erste, wirklich verwendbare Kunststoff für Kronen und Brückenarbeiten. Es war dies das

Palapont der Firma Kulzer. Im selben Jahr brachten die Amerikaner das Hue-lon der Firma Caulk und das Akrinamel der Firma Justi auf den Markt. Die für damalige Verhältnisse sehr guten kosmetischen Ergebnisse und die leichte Verarbeitungsweise ließen die Vermutung aufkommen, daß die neuen Kunststoffe in kürzester Zeit die keramischen Massen in der zahnärztlichen Prothetik ablösen würden.

Kurze Zeit nach der Einführung der neuen zahnfarbenen Materialien wurden die ersten Stimmen der Kritik laut: SPRENG (47) berichtet 1945 über Auflösungserscheinungen an Palapont. Er kommt durch Versuche mit hochglanzpolierten Palapontplättchen, die er verschiedenen chemischen Einflüssen aussetzt, zu dem Urteil, daß Palapont nicht genügend mundbeständig ist. Er zitiert STRACK, der über Schleimhautreizungen bei Kunststoffprothesen berichtet und bezweifelt so ein neutrales Verhalten der Kunststoffe gegenüber dem Gewebe.

GEIER (10) berichtet über das Ablösen von Kunststoffmantelkronen vom Stumpf. 5% der Kronen lösten sich ohne erkennbaren Grund. Er glaubt, daß der Kunststoffmantelkrone ein guter Platz in der Prothetik sicher ist, sie jedoch nie ganz die Porzellanmantelkrone ablösen wird. Doch gab es auch Verteidiger des neuartigen Materials, so z. B. SELBACH (44), der auf die höhere Bruchfestigkeit des Materials hinwies. Er bezeichnete den Kunststoff auch physiologischer, da er abkautfester als Porzellan war. Er glaubte sogar 1941 gefunden zu haben, daß der Kunststoff gewebefreundlicher als Porzellan sei (45).

Doch die kritischen Stimmen verstummten bis heute nicht und bewirkten eine ständige Verbesserung des Materials und seiner Verarbeitung.

2) Werkstoffbedingte Fortschritte der Polymethylmethacrylate

Die seit 35 Jahren in der Zahnheilkunde eingeführten und bis heute bevorzugten Polymethylmethacrylate sind seitdem ständig und wesentlich verbessert worden. So wurde durch feinere Pulverkörnung die Kittsubstanz auf ein Minimum reduziert und dadurch eine höhere Homogenität und Transluzenz erzielt (CASTAGNOLA u. ARX, 1). Eine bessere Farbverteilung wurde erreicht, indem man die Perlen bzw. Splitter schon eingefärbt herstellte. Anfangs war der Farbstoff dem polymeren Bestandteil nur lose beigemischt, und es traten dann oft gelbe Schlieren auf, da der Farbstoff durch den monomeren Anteil ausgeschwemmt wurde (DUBS, 3).

Die Vernetzung der linearen Molekülketten durch Zusatz geeigneter artfremder Substanzen erhöhte die Strukturfestigkeit und Beständigkeit gegenüber Lösungsmitteln (RITZE, 36). Die Wärmeleitfähigkeit wurde durch Zugabe von Vernetzer erhöht, und so gibt das Material bei Bearbeitung Späne und schmiert nicht (RITZE, 36).

Die Meinung, daß die Wasseraufnahme und Quellfähigkeit je nach dem Grad der Vernetzung herabgesetzt ist JANKE (15), teilen ROSE, LAL, GREEN u. CORNELL (Zitat nach RITZE, 37) nicht. Eine Erhöhung der mechanischen Werte durch wahllose Vernetzerzugabe ist nicht zu erreichen, denn sie führt zum Verspröden des Materials (SCHMIDT, 38).

Die Vernetzung der Methacrylate, die als wichtigsten Effekt die Craquelierfestigkeit bewirkt, d. h. die Anlösbarkeit herabsetzt, vermindert natürlich dadurch die Reparaturfähigkeit des Materials (EICHNER, 4).

Der Entwicklung der Kaltpolymerisate, die ohne Wärmezufuhr und ohne großen Zeitaufwand polymerisieren,

wurde große Beachtung geschenkt. Die konservierende Zahnheilkunde erhoffte sich mit ihnen einen idealen Füllungswerkstoff. Die Prothetik fand in ihnen ein Reparaturmaterial. Heute stehen die Kaltpolymerisate in ihren mechanischen Eigenschaften, sofern sie richtig verarbeitet werden, heißpolymerisierten Kunststoffen keineswegs nach (SCHROEDER, 40).

3) Verarbeitungsbedingte Fortschritte auf dem Gebiet

PMMA

Um die mechanisch-physikalischen Eigenschaften der zahnärztlichen Materialien auf PMMA-Basis weiter zu steigern, wurde eine ganze Reihe spezieller Verarbeitungsverfahren und Geräte entwickelt. So tritt neben die Wasserbadpolymerisation die Polymerisation im Trockenschrank. Die Kunststoffhersteller lehnen dieses Verfahren nicht ab, sehen aber in der Trockenpolymerisation kein Mittel, die Festigkeitseigenschaften der Kunststoffe zu steigern. MARX (20) und SCHMIDT (39) sind der gleichen Meinung, sehen aber einen Vorteil in der exakten Einhaltung der Temperaturführung bei diesem Verfahren. Andererseits beobachtet MARX (20) häufig eine Weißverfärbung und eine schlechtere Paßform trockenpolymerisierter gegenüber im Wasserbad polymerisierten Prothesen.

JANKE's (17) Ergebnisse bei Dauerbiegeversuchen sprachen für die Verwendung von Einpreß-Nachpreßgeräten. Dadurch soll eine Steigerung der Homogenität, bessere Farbwirkung sowie die Vermeidung der Blasen- und Porenbildung erreicht werden (TITKEMEYER, 51).

Die Entstehung von Porositäten kann man auf die Druckverhältnisse vor und während dem Polymerisationsvor-

Verdampfungsblasen, die infolge spontaner Überhitzung im Innern des Werkstückes entstehen.

JANKE (11) findet durch die Einpreß-Nachpreßgeräte die Haftfestigkeit von Kunststoff an Metall vergrößert. Die Verarbeitung der Methacrylate wird auch in Hochdruckapparaten propagiert (z. B. Aero-Pressgerät). Diese Verfahren konnten sich bis jetzt nicht auf breiter Basis wegen des großen technischen Aufwandes einführen (MARX, 22).

Ein neues Gerät zur Heißpolymerisation von Kronen- und Brückenmaterial, bei dem auf das übliche Einbetten verzichtet werden kann, ist 1968 von HEYNOLD (12) vorgestellt worden. Dabei wird der Kunststoffteig in einem glyzerinhaltigen Bad, das unter atmosphärischem Überdruck steht, für ca 8 - 10 Minuten auf 110°C erhitzt. Die Vorteile sollen in hoher Verdichtung des Kunststoffes, Schrumpfungsausgleich und in der Zeitersparnis liegen.

MARX (23) hat im Vergleich zu verschiedenen anderen Polymerisationsverfahren bei diesem sogenannten "Hedent"-Verfahren einen günstigen Einfluß auf die mechanischen Werte festgestellt.

Hier soll ebenfalls auf die Kaltpolymerisation eingegangen werden, denn die Veränderung des Materials bedeutet in diesem Fall eine zwangsläufige Änderung der Verarbeitung. Bei einer drucklosen Verarbeitung sind Blasen kaum zu vermeiden, jedoch stehen heute mehrere Geräte zur Verfügung, die mit Hilfe von hydraulischem- oder Luftdruck die Porosität des Kunststoffes vermindern helfen. Die Kaltpolymerisation vermeidet gerade beim Aufpolymerisieren auf eine Metallbasis die thermische Kontraktion während der Abkühlung von 100°C auf Raumtemperatur (SCHROEDER, 41). Dadurch wird die Spannung zwischen Metall und Kunststoff vermindert und

die Haftung vergrößert.

4) Forderungen an eine materialgerecht Verarbeitung der PMMA

- a) Eine geeignete Temperaturführung soll ein stürmisches Anspringen des exothermen Vorganges der Polymerisation ausschließen und damit die Verdampfung des Monomeren vermeiden.
- b) Die Polymerisation hat unter einem gewissen Druck zu erfolgen.
- c) Es soll langsam und möglichst gleichmäßig abgekühlt werden, um Spannungen zu verhindern.
- d) Beim Ausarbeiten und Polieren des polymerisierten Werkstückes ist jede Hitzeentwicklung zu vermeiden.

Diese vier Punkte sind zusammengefaßt die Ergebnisse zahlreicher wissenschaftlicher Untersuchungen. Bei ihrer Beachtung stehen viele Enttäuschungen und Mißerfolge erspart. Dennoch können sich Mißerfolge einstellen, wenn neue Materialien bzw. neue Verfahren nicht geprüft werden. Diese Materialprüfung ist eine weitere Aufgabe des zahnärztlichen Wissenschaftlers.

III. Werkstoffuntersuchungen zahnärztlicher Kunststoffe

Jede Werkstoffuntersuchung zahnärztlicher Materialien soll eine Aussage darüber liefern, ob sie in die klinische Erprobung gehen können bzw. ob sie sich klinisch bewähren könnten. Deshalb ist es notwendig, die Anforderungen, die an das Material im praktischen Gebrauch gestellt werden, zu kennen. Die Erwartungen, die mit einem neuen Werkstoff verbunden sind bzw. die Ent-

tauschungen, die er bereiten konnte, sind am besten dem zahnärztlichen Wissenschaftler bekannt. Sinnvolle Werkstoffprüfungen dentaler Kunststoffe bedürfen also des zahnärztlichen Werkstoffkundlers, der deshalb auch die Technologie der Kunststoffe sehr gut kennen muß.

Die Prüfung dentaler Kunststoffe ist vielfältig, und REHBLRG (52) fordert möglichst mehrere verschiedene Prüfungen eines Werkstoffes, um sich von dessen Eigenschaften und seinem Verhalten unter verschiedenen Bedingungen ein möglichst umfassendes Bild machen zu können. So will er ergänzende Prüfungen zu den umfangreichen Untersuchungen der ADA Spezifikation Nr. 12, der Prüfung von Prothesenmaterial. Es erscheint ihm wichtig, die Biegefestigkeit, Schlagbiegefestigkeit, Dauerbiegefestigkeit und den Elastizitätsmodul zusätzlich noch zu prüfen. Diese Untersuchungen sind zum Teil genormt. In seinen Ausführungen geht er auch kurz auf die Härteprüfung ein und erwähnt das Brinellverfahren, also die Ausmessung der Eindrucktiefe unter Last. Als Nachteil aller dieser Prüfmethoden empfindet REHBERG die spezielle Herstellung der Probenstücke, die nichts mit der Form einer individuellen Prothese gemeinsam haben.

Da die Forderungen an einen Kronen- und Brückenkunststoff zum Teil anders sind als an Prothesenbasismaterial, unterscheiden sich die Prüfverfahren in der technischen Durchführung, aber auch in ihrem Aussagewert.

So ist z. B. für das Prothesenbasismaterial eine Prüfung der Schlagbiegefestigkeit, die bestimmend ist für den Gewaltbruch, sehr viel interessanter als für einen K + B Kunststoff, da er derartigen Belastungen im Munde des Patienten nicht ausgesetzt wird. Umgekehrt ist die Untersuchung der Abrasion für Kronen- und Brückenmaterial und Kunststoffzähne sehr viel wichtiger als für Prothesenbasismaterial.

1) Werkstoffprüfungen von Kunststoffzähnen und Krone- und Brückenkunststoffen

EICHNER (4) befaßt sich in dem Artikel Kunststoffzähne sowie zahnfarbendes Bruchmaterial mit folgenden Eigenschaften und deren Prüfung:

a) Dichte des Werkstoffes

Die Dichte kann nach dem archimedischen Prinzip oder nach dem Araometerprinzip gemessen werden. Sie sagt im Vergleich zu einem homogenpolymerisierten Körper etwas über die Homogenität des zu prüfenden Kunststoffes aus. Inhomogenitäten sind festigkeitsmindernd (EICHNER, 5).

b) Abriebfestigkeit

Die Bestimmung der Abriebfestigkeit ist wichtig für die klinische Verwendbarkeit der zahnfarbenen Kunststoffe. Bisher ist sie jedoch auf die verschiedensten Weisen gemessen worden und beinhaltet keine Vergleiche der Resultate untereinander. Die Mundverhältnisse können nicht berücksichtigt werden.

c) Härte

Die Problematik der Härte wird nachfolgend ausführlich behandelt, da sie die wichtigste Phase dieser Dissertation ist.

d) Farbbeständigkeit

Die Farbkonzanz eines zahnfarbenen Kunststoffes bestimmt zugleich mit der Abrasion die Qualität und Lebensdauer des mit ihm verarbeiteten Werkstückes (EICHNER, 6).

Sie hängt ab von seiner Homogenität, also dem Fehlen von Makrostrukturen, Mikrostrukturen und Submikrostrukturen.

sehen Hohlräumen (JANKE, 16). In diese können gelöste Farbstoffe eindringen (CASTAGNOLA u. ARX, 15, u. REIBERG, 35). Eine Veränderung der Farbe ist auch durch die Abrasion gegeben, da die Formänderung einer dünnen Kunststoffblende zwangsläufig auch eine Farbänderung nach sich zieht. Verfärbungen treten bevorzugt durch die Spaltbildung zwischen Kunststoff und Metall an Verblendkronen auf. MATHE (26) spricht von einer "Korrosionsverfärbung" der Goldlegierung, deren chemische Verbindungen wie Sulfide und Oxyde die Ränder der Kunststoffacette angreifen und verfärben können.

Die Untersuchung der Farbkonstanz ist visueller Art.

e) Verhalten des Kunststoffes in Flüssigkeiten und chemischen Reagenzien

Flüssigkeitsaufnahme ist eine Eigenschaft des Kunststoffes. Sie wird gemessen in Gewichtsprozenten und jeder Kunststoff sollte einer solchen Prüfung unterzogen werden. Vermehrte Flüssigkeitsaufnahme bedeutet eine Herabsetzung der Härte.

2) Härteuntersuchungen zahntechnischer Kunststoffe

Die Problematik der Hartemessung erkennt man bereits bei dem Versuch, die Härte zu definieren:

Härte ist die Eigenschaft eines Körpers, dem Eindringen eines anderen Körpers einen gewissen Widerstand entgegenzusetzen. Diese Definition kann den vieldeutigen Begriff nicht voll erfassen. Unterteilt man den Härtebegriff in die durch verschiedene Meßarten geprägten Begriffe Eindring-, Ritz- und Pendelhärte, so wird man etwas präziser (MULLER, 29). Eindringhärte ist der Widerstand gegen

örtliche, inhomogene Verformung,

Ritzhärte der Widerstand gegen Zerspanung
und
Pendelhärte der Widerstand gegen einen
Abrollvorgang.

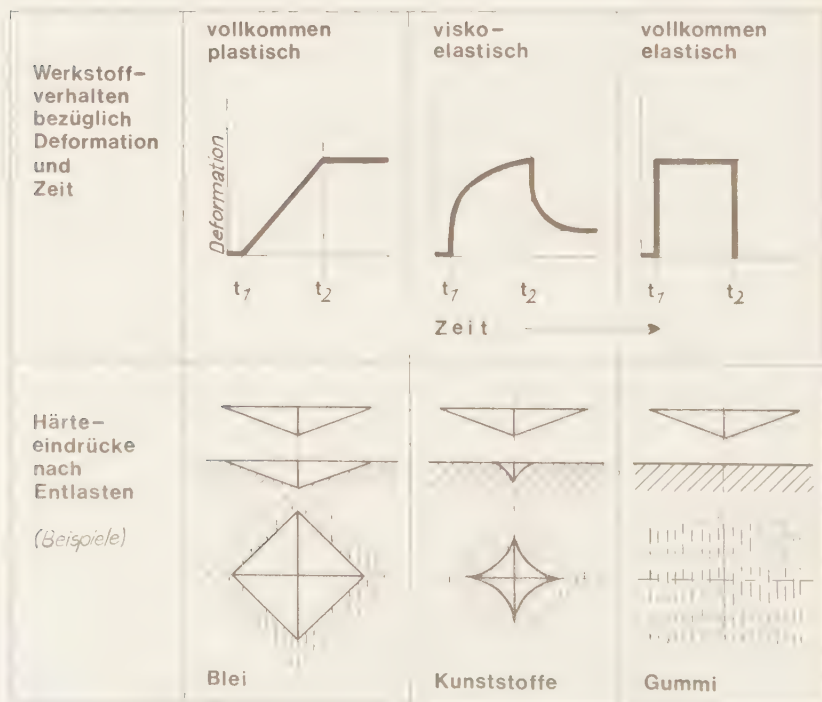
Entscheidend für das Fehlen einer exakten physikalischen Definition ist das Fehlen eines physikalischen Gesetzes (MÜLLER, 29). Dieses fehlende physikalische Gesetz und die dynamischen Momente bei der Härtemessung haben es bisher noch nicht ermöglicht, physikalisch einwandfrei die absolute Härte zu bestimmen (WEINGRABER, 55). Diese Feststellungen sind jedoch nicht die Ursache für die relativ untergeordnete Rolle, die die Hartemessung auf dem Kunststoffgebiet spielt, denn sie gelten generell, also auch für metallische Werkstoffe. Man muß nur an die hervorragende Stellung der Brinellzahlen, die für jede zahnärztliche Legierung angegeben werden, erinnern, um den Wert der Hartemessung in den metallischen Bereich zu erkennen. Ursache für die zögernde Anwendung und die untergeordnete Rolle der Härteprüfung auf den Kunststoffsektor ist das bisherige Fehlen eines, dem Deformationsverhalten der Kunststoffe gerechtwerdenden Kleinlast- oder Mikro- härteprüfverfahrens (MÜLLER, 29).

Die Unsicherheit, mit der Härteprüfmethoden bei Kunststoffen angewandt werden, ist bedingt durch das viskoelastische Verhalten der Kunststoffe. Ihr Härtewert setzt sich zusammen aus einem plastischen und einem elastischen Anteil. Die Stellung der Kunststoffe bezüglich ihrer Härte wird auf Abb. 2 veranschaulicht. Es ist verständlich, daß die generelle Unzulänglichkeit im Gebrauch von Hartemessungen in dem Kunststofftherapiegebiet in der zahnärztlichen Werkstoffprüfung genereller besteht. So wurden vielerlei Härteprüfverfahren in den letzten 3 Jahrzehnten angewandt.

Interessant für den dentalen Kunststoffsektor ist die

älteste Härteprüfung, die Ritzhärteprüfung. Sie zeigt plastisch die mechanische Verletzbarkeit der Oberfläche. MARX (21) zeigte jedoch die entscheidenden Mängel, die diesem Verfahren anhängen. Die Einhaltung und Wiederholung einer gleichmäßigen Ritzgeschwindigkeit ist schwierig. Diese Ritzgeschwindigkeit bestimmt aber die Breite des Ritzes (MOTT, 28). Auch ist die mikroskopische Ausmessung des Ritzes kaum zuverlässig, da die Kanten durch Werkstoffaufwölbungen unscharf werden. C.H. FISCHER (7), der früher alle anderen Härtebestimmungen als nicht adäquat für dentale Kunststoffe

Abb. 2



Deformationsverhalten unterschiedlicher
Werkstoffe bei der Härtemessung nach
Vickers (n. MÜLLER 1970)

ablehnte, scheint in letzter Zeit der Eindringhartenprüfung mehr Vertrauen entgegenzubringen (O.H. FISCHER, A. GROSZ u. G. MASUHARA, 8).

Fachleute der technischen Hartmessung wie WEINGRABER (55), FRANK (9) und MOIT (28) schränken die Aussagekraft dieses Verfahrens ein oder erwähnen es nicht. Das DIN-Taschenbuch der Kunststoff-Normen führt diese Prüfmethode ebenfalls nicht an (MARX, 21).

Als einen ersten Schritt, die Vielfalt der Verfahren zu verringern, und die Vergleichbarkeit der Ergebnisse auf dem Kunststoffgebiet herzustellen, bezeichnet MÜLLER (29) die "Hartenprüfung durch Eindruckversuch" nach DIN 55456. Bei dieser Methode, die dem Deformationsverhalten der Kunststoffe gerecht wird und von MARX (21) angewandt wurde, wird die Eindringtiefe unter der Last von 50 kg mit Hilfe einer mechanischen Meßuhr ausgemessen. Er findet dieses Gerät für eine "Schnellorientierung von großen Härteunterschieden" geeignet. Eingeschränkt wird die Anwendbarkeit dieses Verfahrens durch folgende Umstände:

- a) die Probe soll mindestens 4 mm dick sein und eine Fläche von 4,5 x 4,5 mm haben. Dies bedeutet eine gewisse Größe der Probenteile, die oft nicht gegeben ist und die Anfertigung spezieller Prüfkörper erfordert.
- b) Die Eindringtiefe darf 0,13 mm nicht unter- und 0,35 mm nicht überschreiten. Dies bedingt beim Ermitteln größerer Härteänderungen einen Wechsel der Laststufen. Dadurch ist die unmittelbare Vergleichbarkeit nicht mehr vorhanden. Sinkt die Härte auf Werte unter 90 kg/cm², so muß auf ein geeignetes Meßverfahren übergegangen werden (z. B. durch Ball nach DIN 53505 oder die Weichheitsbestimmung nach

DIN 53503).

Parallel mit den Prüfungen der Härte durch den Eindruckversuch nach DIN 53456 hat MARK (21) mit Hilfe des Kleinhärteprüfers "Durimet" die Diagonale des Eindrucks einer Diamantpyramide nach Vickers ausgemessen und so nach der Formel $HV = 1854,4 (P/d^2)$ (kp/mm^2) die Härte berechnet. Obwohl hier die Ausmessung des Eindrucks nach Absetzen der Last geschieht, fand er im Vergleich zu den Messungen mit dem Kugeleindruckversuch die Ergebnisse "empfindlicher und exakter" und daher aussagekräftiger. FRANK (9), ein anerkannter Fachmann für Prüfungen von Kunststoff und Kautschuk bestätigt, daß bei Kunststoffen, die keine zu starke Rückformung aufweisen, die Härteprüfverfahren, die mit pyramidenförmigen Eindringkörpern arbeiten, zunehmende Bedeutung gewinnen. Dieses Verfahren hat auch in der zahnärztlichen Werkstoffkunde in den letzten Jahren an Bedeutung gewonnen.

So hat sich C.H. FISCHER zusammen mit A. GROSZ u. G. NASHIHARA (8) der Vickers-Methode bedient, um ein Kunststoffmaterial zu bewerten. Ebenso wie J. STUBEN u. B. KOEK (30), die mit Hilfe der Vickers-Pyramide die Härte von Füllkörpern untersuchten. PHILLIPS (50) benutzte den Knoop'schen Diamant, um dentale Kunststoffe zu untersuchen. KAPALIAS (19) bestimmte mit dem Knoop'schen Diamant die Härte von Lysene und Iluc Ion. Auch GODT (11) untersuchte die physikalischen Eigenschaften von Kunststoff-Füllungsmaterial mit Hilfe der Eindruckhärtemessung. SCHWOLTER u. MULLMANN (42) maßen die Härte von Kunststoff-Füllungsmaterial nach der Vickers-Methode und korrelierten sie zusammen mit der Oberflächenstruktur als Fosterößen für die physikalischen Eigenschaften des Materials. RITZL (55) benutzte den

Kleinhärteprüfer Durimet und wies damit nach, daß beschliffene und unverletzte Stellen eines Kunststoffzahnese keine nennenswerten Unterschiede in der Härte zeigen. STAWECKI (49) verglich mit Hilfe der Vickersmethode trockenpolymerisierten mit naßpolymerisiertem Kunststoff. Auch DIETERLE (2) hat 1962 dieses Verfahren angewandt, um den Füllungswerkstoff Cadurit zu prüfen.

Zusammenfassung der Mängel, die den gebräuchlichen Eindruckhärtemeßverfahren anlasten:

a) "Härteprüfung durch Eindruckversuch" nach DIN 55456

Die Proben müssen eine gewisse Größe haben, und deshalb ist eine Prüfung oft eingeschränkt oder unmöglich. Zum Beispiel erfüllt eine Verblendschale die Forderung von mindestens 4 mm Dicke nicht. Speziell hergestellte Prüfkörper sind nicht ohne Einschränkung vergleichbar mit dem zu beurteilenden Werkstück. Fehleindrücke sind optisch nicht erkennbar und können so zu irregulären Ergebnissen führen. Bei dieser Methode ist die Ablesegenauigkeit gegenüber der Methode nach Vickers oder Knoop um eine Größenordnung im Nachteil, da aufgrund der Pyramidengeometrie die Diagonale des Eindrucks 7 bzw. 30,5 mal größer als die Eindrucktiefe ist.

b) Härteprüfung nach Vickers DIN 50133

Ihre exakte Messung der Eindruckdiagonalen ist nicht gewährleistet, wobei zunehmende Elastizität des Werkstoffes die Ergebnisse unsicherer werden läßt. Dies resultiert aus der Rückformung des Kunststoffes, da die Ausmessung des Eindruckes nach Absetzen der Last geschieht. Auch muß berücksichtigt werden, daß

die Rückformung von der Temperatur und der Feuchtigkeit abhängt.

Aus diesen Mängeln ergeben sich Forderungen an ein Verfahren, das den "Kleinbereich" von Kunststoffen für die Härtemessung öffnet, die MÜLLER (29) folgendermaßen formuliert:

- "1) Messung der Härte (-Eindrücke) unter Last, wegen der vollständigen oder teilweisen Rückfederung von Kunststoffen.
- 2) Geometrische Ähnlichkeit der Härteeindrücke bei unterschiedlicher Belastung, um weitgehend lastunabhängige Härtewerte zu erhalten.
- 3) Kleine, aber hinreichend genau meßbare Härteeindrücke, um Messungen in Kleinbereichen realisieren zu können.
- 4) Niedrige Belastungen, um den Bereich relativ dünner Schichten erfassen zu können.
- 5) Keine oder möglichst geringe Abweichungen gegenüber bereits bestehenden (wenn möglich genormten) Verfahren, um hinsichtlich der Härte bzw. des Härtebegriffs sowie meßtechnischer Erfahrung und Übung auf kostensparende Weise einen lückenlosen Anschluß zu erreichen."

Diese Forderungen von MÜLLER werden mit Ausnahme des 1. Punktes von den seitherigen Kleinlasthärteprüfern, die einen Vickers- (DIN 50153) oder Knoop-Diamanten benutzen, erfüllt. MÜLLER, Wissenschaftler an der Materialprüfanstalt der Technischen Hochschule Darmstadt, hat nun eine verfahrenstechnische Lösung entwickelt, die auch der 1. Forderung (Messen unter Last) gerecht wird.

3) Die neuentwickelte Kleinlast-Hartereßmethode

Bei diesem Verfahren wird ein pyramidenförmiger Eindringkörper verwendet, dessen Form exakt einem herkömmlichen Vickers- oder Knoop-Diamanten entspricht. Die Basisfläche dieser Diamantenpyramide ist jedoch optisch einwandfrei planpoliert (Abb. 3). Bei entsprechender Beleuchtung können durch den Eindringkörper das Entstehen des Härteeindrucks mit Hilfe eines Mikroskops beobachtet und die Diagonalen zu einem bestimmten Zeitpunkt ausgemessen werden. Die Möglichkeit der Beobachtung erlaubt es, Fehleindrücke zu verwerfen.

Abb. 3



Massive Halterung von
Eindringkörpern nach
Vickers; Basisfläche ist
unbearbeitet.

Ringförmig hohle Halterung von Eindringkörpern nach Vickers; Basisfläche ist optisch einwandfrei planpoliert. (n. MÜLLER 1970)

Für diese neue Härtenmethode hat Hiltl ein Patent
Härteneinheit verpatent, bei dem ein Körper aus

Mikroskop vollständig getrennte Einheiten sind. Die Ablesegenauigkeit beträgt $1\mu\text{m}$, $0,1\mu\text{m}$ kann geschätzt werden. Ein reproduzierbares Aufsetzen von besser $2\mu\text{m}$ wird erreicht. Die Eindruckdiagonalen haben eine Größe von $50 - 500\mu\text{m}$. Das bedeutet eine Eindrucktiefe von $7 - 70\mu\text{m}$.

Wichtige Veränderungen MÜLLER's (24) sind die Benützung des bereits beschriebenen planparallelen Vickers-Diamanten, sowie eine pneumatisch betriebene Belastungseinrichtung, mit der die Geschwindigkeit der auf den Prüfkörper treffenden Diamantenpyramide gesteuert wird. Die Aufsetzgeschwindigkeit beträgt im Mittel $80\mu\text{m/s}$.

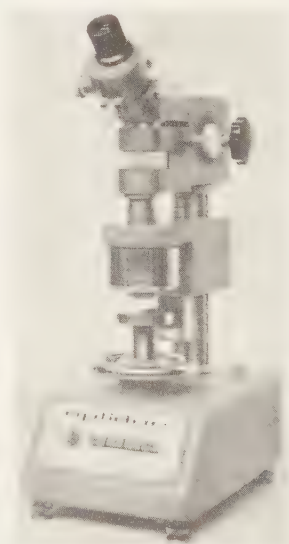
K. MÜLLER, der diese Kleinlasthärtemessmethode entwickelt hat, und H. MARX, der ihren Wert für die zahnärztliche Werkstoffkunde entdeckte, beschreiben gemeinsam dieses Verfahren und geben Anwendungsbeispiele (24).

Abb. 4



Schematische Darstellung
des Meßgerätes
(n. MÜLLER 1970)

Abb. 5



Ansicht des Kleinlast-
härteprüfers "OPTIDUR"
der Firma Göttfert

IV. Eigene Härteuntersuchungen

Mir war die Aufgabe gestellt, verschiedene, im Handel befindliche Verblendmaterialien auf ihre Härte mit der von MÜLLER (29) an der Material-Prüfanstalt der Technischen Hochschule Darmstadt entwickelten Kleinlast-Härtemeßmethode zu untersuchen und die Ergebnisse zu vergleichen.

1) Herstellung der zu untersuchenden Verblendkronen

Es wurden von mir 27 gleichartige Goldkronen gegossen. Davon waren 18 für die Einpreßtechnik (Abb. 1b) und 9 zur Aufnahme einer Facette (Abb. 1a) gedacht. Jeweils 3 dieser Kronen wurden mit dem gleichen Verfahren und mit den gleichen Verblendmaterialien hergestellt.

Die neun verschiedenen Verblendungen:

- 1) Wilde K + B- Material
- 2) Wilde "Brillant" (Hedent)
- 3) de Trey K + B
- 4) de Trey K + B (Hedent)
- 5) Luxene
- 6) Myerson Schalen
- 7) SR- Pyroplast
- 8) de Trey Biocetten
- 9) Wilde Schalen

Die Verblendungen der von Myerson-, Wildes- und des amerikanischen Biocetten-Schalen von de Trey wurden mir mitgeteilt. Alle Schalen wurden mit Acrylnitril-Formaldehydharz befestigt.

Das Verblenden der Kronen mit de Trey K + B nach der herkömmlichen Polymerisationsmethode sowie nach dem "Hedent" -Verfahren führte ein gewerbliches Labor durch.

Die Luxene- und Pyroplast-Verblendungen erledigten ebenfalls gewerbliche Laboratorien. Diese Laboratorien kannten die weitere Verwendung der Kronen nicht.

Das zahntechnische Labor der Johannes Gutenberg Universität Mainz verblendete je drei Kronen mit dem Wilde K + B -Material in der herkömmlichen Einpreßtechnik und mit dem Kronen- und Brückenmaterial "Brillant" von Wilde in dem von Heynold entwickelten "Hedent" -Verfahren.

2) Vorbereitung der Kronen für die Härteuntersuchungen

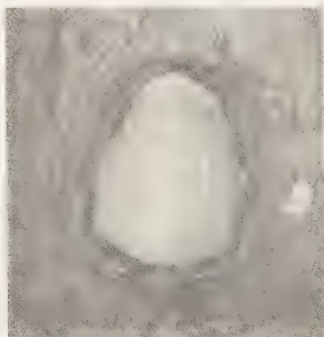
Alle 27 Kronen wurden in einzelne Gießharzblöcke eingebettet (Abb. 6). Diese Gießharzblöcke mußten exakt rechteckig sein, da die Einspannvorrichtung des Handmikrotoms, mit dem die Verblendungen an ihrer Labialfläche angeschnitten werden, an den Seitenflächen angriff. Die mit dem Mikrotom angeschnittene Meßfläche

Abb. 6



Gießharzblock mit eingebetteter Verblendkrone

Abb. 7



Verblendkrone mit angeschnittener Meßfläche

lag somit parallel zu der Basisfläche des Gießharzblocks und senkrecht zur Achse des Eindringkörpers. Durch den Anschnitt wurde eine etwa 1,5 mm breite und 2 mm lange Meßfläche geschaffen (Abb. 7).

Bei Einhalten des nach DIN 50155 vorgeschriebenen Mindestabstandes zwischen zwei Eindrücken reichte diese Fläche für 30 bis 40 Einzelmessungen.

3) Festlegung der Meßzeitpunkte

Durch Versuche von RITZE (37) wissen wir, daß bereits nach 10 Tagen die Hälfte der Gesamtquellung mit 0,7% erreicht ist. Der Zeitpunkt, an dem die Quellung das absolute Maximum erreicht, liegt zwar im Unendlichen, das praktische Maximum ist jedoch nach 48 Tagen mit 1,5 Volumenprozent erreicht.

Nach folgendem Zeitplan wurden die Messungen durchgeführt:

1. Messung	-	nach 1 Woche	Trockenlagerung
2. "	-	" 1 "	Naßlagerung
3. "	-	" 2 Wochen	"
4. "	-	" 3 "	"
5. "	-	" 4 "	"
6. "	-	" 5 "	"

4) Umweltbedingungen beim Lagern und Messen

Gelagert wurden die Verblendkronen in Aquas bidestillata bei einer Temperatur von 20°C . Diese Temperatur wurde gewählt, damit bei der Meßvorgang keine wesentlichen Temperaturunterschiede auftreten konnten.

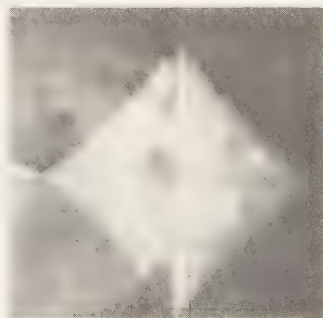
Gemessen wurde in einem klimatisierten Raum der HAW Darmstadt mit konstanter relativer Luftfeuchtigkeit von 50% und einer Temperatur von 20°C .

5) Eigentliche Messungen und die Festlegung der Meßpunkte

Um den Härtewert einer Verblendung zu einem bestimmten Zeitpunkt zu erfassen, wurden 5 Härteeindrücke pro Krone gesetzt und ausgemessen. Abgelesen wurde in Skalenteilen die Länge einer Diagonalen. Zur Vermeidung eines systematischen Fehlers, bedingt durch eventuelle Differenzen in der Länge der Kanten der Vickerspyramide, wurden abwechselnd die beiden Diagonalen ausgemessen. Dies ist möglich durch ein Schwenken des Meßokulars um 90° . Da ein Aufeinandertreffen zweier Meßpunkte zu vermeiden ist, wurden sämtliche gemessene Eindrücke durch das Koordinatensystem des Kreuztisches festgehalten. Die Diagonalen der Eindrücke wurden nach 60 Sek. noch unter Last stehend durch das Meßokular beobachtet.

Abbildung 8 zeigt einen Härteeindruck im Original, wie ihn der Betrachter durch das Mikroskop wahrnimmt.

Abb. 8



Härteeindruck unter Last
in einer Myerson Ver-
blendschale

6) Die Meßergebnisse

Zur Veranschaulichung der folgenden grafischen Darstellung der Meßergebnisse (Abb. 9) möchte ich die Zahl der Einzelablesungen für die durchschnittlichen Härtewerte (HV 0,1 u.L.) eines Materials zu einem bestimmten Zeitpunkt beschreiben.

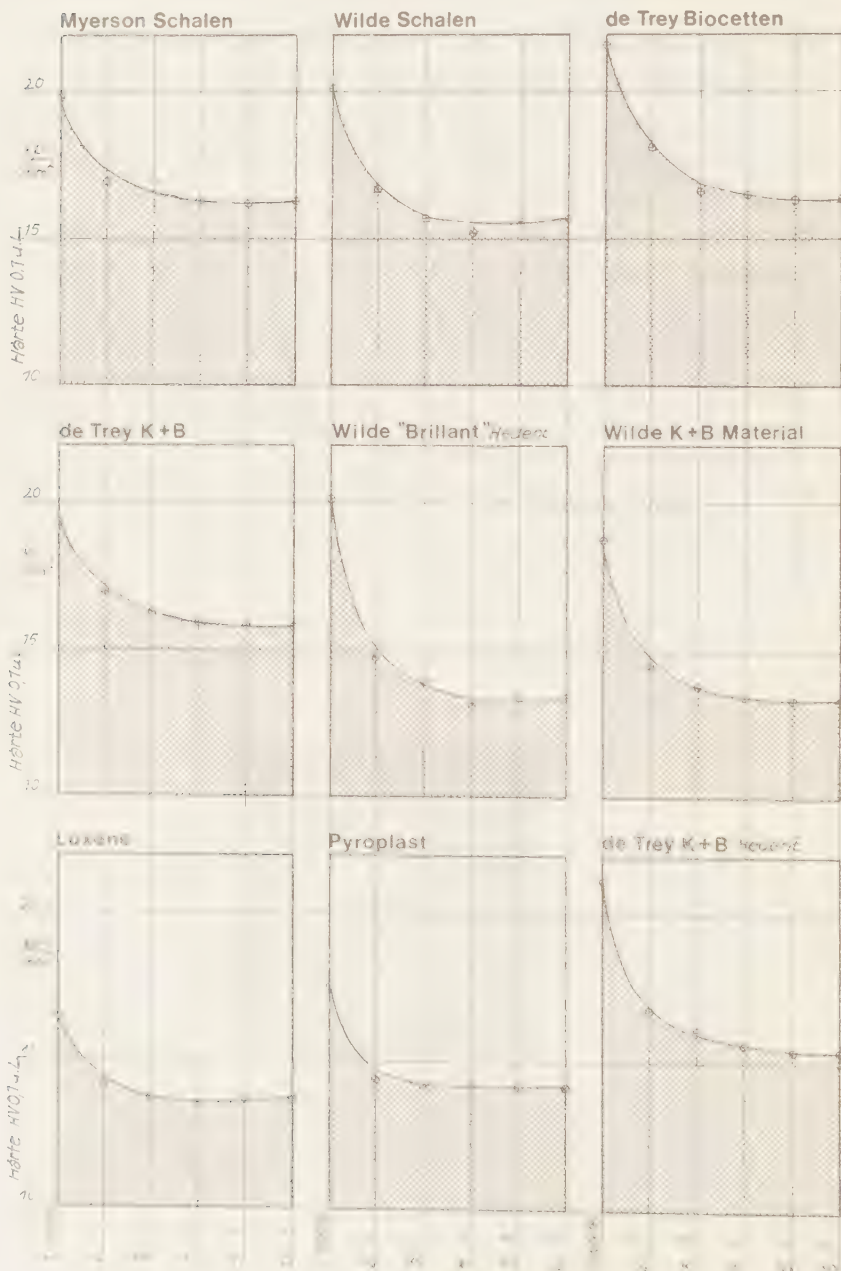
Pro Krone und pro Zeitpunkt wurden 5 Härteeindrücke gesetzt und ausgemessen. 3 Kronen gleichen Materials wurden untersucht. Damit ergaben sich 15 Ablesungen für einen Härtewert pro Meßzeitpunkt und Material.

Abbildung 9 erfaßt sämtliche 810 Ablesungen, die sich aus 810 Härteeindrücken ergaben und drückt sie in gemittelten Werten aus.

Der 1. Meßwert zeigt jeweils die Härte nach 1 Woche Trockenlagerung.

Die folgenden Meßwerte zeigen die Ergebnisse nach 1 bis 5 Wochen Naßlagerung.

Abb. 9: Grafische Darstellung aller Meßergebnisse



7) Statistische Auswertung der Härtewerte der einzelnen Materialien

Es interessieren die Härtewerte, die am letzten betrachteten Zeitpunkt gemessen wurden. Die durchgeführten Berechnungen beziehen sich nur auf diese Werte. Da die Unterschiede zwischen den Kronen innerhalb eines Materials nicht interessieren, wurden für jedes Material die 5 Messungen an 3 Kronen, also 15 Meßwerte benutzt. Die Härtewerte der einzelnen Materialien wurden mit einer einfachen Varianzanalyse verglichen. Mit dem Verfahren der einfachen Varianzanalyse vergleicht man die Mittelwerte einer Variablen in verschiedenen Gruppen. In diesem Fall sind es die Mittelwerte der Härtebestimmungen in 9 Gruppen. Die Mittelwerte und die zugehörigen Standardabweichungen sind in Tabelle 1 aufgeführt.

Tabelle 1: Mittelwerte und Standardabweichungen der Härtewerte der verschiedenen Materialien

Material	Mittelwert	Standardabweichung	Anzahl Messungen
1 (Wilde K + B)	17,71	0,11	15
2 (Wilde "Brillant" Hedent)	17,53	0,08	15
3 (de Trey K + B)	18,70	0,10	15
4 (de Trey K + B Hedent)	18,55	0,36	15
5 (Luxene)	17,60	0,18	15
6 (Myerson Schalen)	16,88	0,20	15
7 (SR - Pyroplast)	15,11	1,57	15
8 (de Trey Biocetten)	16,55	0,29	15
9 (Wilde Schalen)	15,89	0,06	15

Mit Hilfe der Varianzanalyse wird die Hypothese "die Mittelwerte der Härten bei den einzelnen Materialien sind gleich"

geprüft. Die Ergebnisse der Berechnung sind in Tabelle 2 angegeben.

Das Verfahren liefert eine Testgröße $F_{\text{errechnet}}$, die einer F-Verteilung mit $f_1 = 8$ und $f_2 = 126$ Freiheitsgraden folgt. ($f_1 = \text{Anzahl der Materialien} - 1$; $f_2 = \text{Anzahl Meßwerte} - \text{Anzahl Materialien}$).

Gilt wie in diesem Fall

$$F_{\text{errechnet}} \geq F_{\alpha}(f_1, f_2),$$

dann wird die Nullhypothese verworfen. $F_{\alpha}(f_1, f_2)$ ist der Wert der F-Verteilung mit den beiden Freiheitsgraden f_1 und f_2 und für die Irrtumswahrscheinlichkeit α . Die errechnete Testgröße hat den Wert 62,75.

Es gilt

$$62,75 > F_{0,01}(8, 126).$$

Das bedeutet: die Unterschiede der Mittelwerte der Härten sind mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 1% nachgewiesen.

Tabelle 2: Ergebnis der Varianzanalyse der Härtemessung

Quelle d. Variation	Summe d. Abweichungsquadrate	Freiheitsgrad	Mittleres Abweichungsquadrat	$F_{\text{errechnet}}$
Zwischen den Materialien	136,22	8	17,28	62,75
Innerhalb der Materialien	46,73	126	0,37	

Um die Unterschiede der Mittelwerte zu lokalisieren, wurde im Anschluß an die Varianzanalyse ein Test nach

Tukey durchgeführt. In diesem Fall betrachtet man die Differenzen aller möglicher Paare von Mittelwerten. Nach Tukey wird eine Testgröße berechnet. Durch den Vergleich der Mittelwertdifferenzen mit dieser Testgröße kann man entscheiden, ob sich die Differenzen signifikant von Null unterscheiden. Unterscheiden sich die Differenzen signifikant von Null, so gilt, daß die zugehörigen Mittelwerte sich signifikant unterscheiden. Bei 9 Mittelwerten sind 36 ($= 1/2 \cdot 9 \cdot 8$) Differenzen von allen möglichen Paaren von Mittelwerten zu betrachten. In Tabelle 3 sind alle 36 möglichen Differenzen der Mittelwerte angegeben. Zunächst sind nochmals die Mittelwerte aufgeführt, dann in der Differenzendreiecksmatrix in der Zeile Nr. i und Spalte Nr. j ($i = j+1, \dots, 9$) die Differenz Mittelwert Material Nr. i - Mittelwert Material Nr. j.

Die Testgröße T_{α} wird berechnet nach

$$T_{\alpha} = \sqrt{\frac{\text{MAQ}}{n}} \cdot q(\alpha, k, y) \text{ hierbei ist}$$

MAQ = Mittleres Abweichungsquadrat innerhalb der Materialien (s. Ergebnis d. Varianzanalyse)

y = Freiheitsgrad von MAQ

n = Zahl der Fälle, aus denen ein Mittelwert berechnet wurde

k = Zahl aller zu vergleichender Mittelwerte

q = studentisierter Extrembereich
- nach DOKUMENTA GEIGY -

α = Irrtumswahrscheinlichkeit

In diesem Fall sind die Werte $T_{0.01} = 0.82$

$T_{0.05} = 0.70$

Mit diesen Testgrößen werden die Abweichbeiträge der Mittelwertdifferenzen in Tabelle 3 verglichen. Die Ergebnisse sind unter den entsprechenden Differenzen angegeben. Dabei bedeuten ** einen statistisch signifikanten Unterschied ($P < 0,01$), * einen statistisch auffälligen Unterschied ($P < 0,05$), — einen nicht signifikanten Unterschied.

Tabelle 5: Vergleich der Mittelwertdifferenzen der Härtewerte bei den verschiedenen Materialien

Nat. Nr.	Mittelw. $\bar{x}$	$\bar{x}_1 - \bar{x}_1$	$\bar{x}_1 - \bar{x}_2$	$\bar{x}_1 - \bar{x}_3$	$\bar{x}_1 - \bar{x}_4$	$\bar{x}_1 - \bar{x}_5$	$\bar{x}_1 - \bar{x}_6$	$\bar{x}_1 - \bar{x}_7$	$\bar{x}_1 - \bar{x}_8$
1	13.31								
2	13.44	0.13							
3	15.79	2.48**	2.35**						
4	15.44	2.15**	2.00**	-0.35					
5	13.68	0.37	0.24	-2.11**	-1.76**				
6	16.28	2.97**	2.84**	0.49	0.84**	2.60**			
7	14.11	0.80*	0.67	-1.65**	-1.33**	0.43	-2.17**		
8	16.34	3.03**	2.90**	0.55	0.90**	2.66**	0.06	2.23**	
9	15.69	2.58**	2.25**	-0.10	0.25	2.01**	-0.59	1.58**	-0.65

Dabei bedeuten $\bar{x}_i$ der Mittelwert des Materials Nr. i

** Kennzeichnung für statistisch signifikanten Unterschied ($P \leq 0.01$)

* Kennzeichnung für statistisch auffälligen Unterschied ($P \leq 0.05$)

— ein evtl. vorhandener Unterschied ist nicht nachweisbar

Das Ergebnis des Tests läßt sich so beschreiben:

Bringt man die Materialien in eine Reihenfolge derart, daß die Mittelwerte von links nach rechts gelesen zunehmen, dann entsteht die Reihe

— 1 2 5 7 — 4 — 3 9 6 8 —

Anhand der Ergebnisse zeigt sich folgende Blockbildung:

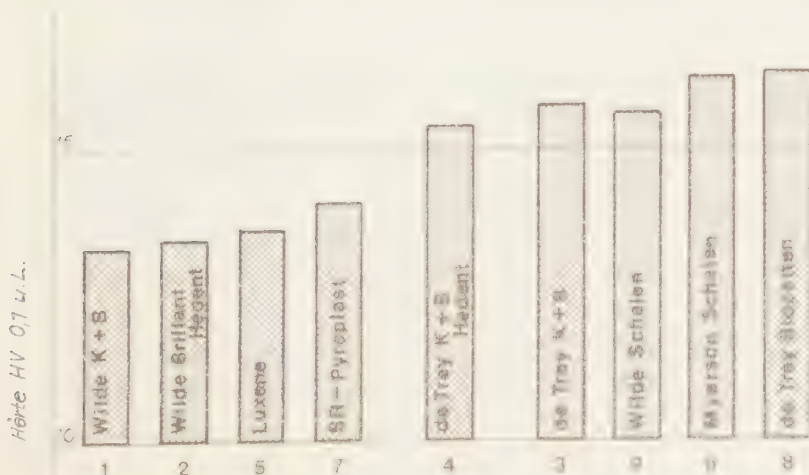
1 2 5 7 bilden eine Gruppe, die sich in ihren Werten nicht signifikant unterscheidet. Lediglich die beiden in diesem Block extrem liegenden Materialien 1 und 7 zeigen einen auffälligen Unterschied.

Härter als die Materialien dieser Gruppe ist das Material 4, das sich außerdem noch von 6 und 8 unterscheidet.

Die zweite Gruppe umfaßt die Materialien 3 9 6 8. Ihre Mittelwerte unterscheiden sich signifikant von denen der Gruppe 1 2 5 7, untereinander weisen sie keine Unterschiede auf. 7 und 9 zeigen außerdem noch einen Unterschied zu 4.

Abbildung 10 zeigt eine grafische Darstellung der oben beschriebenen Reihe.

Abb. 10



V. Diskussion

Durch die von mir an der Materialprüfanstalt der Technischen Hochschule Darmstadt durchgeführten Härteuntersuchungen an Kunststoffverblendungen von Kronen können nach einer statistischen Auswertung durch eine einfache Varianzanalyse mit anschließendem Test nach Tukey folgende Aussagen gemacht werden:

Bezeichnet man die Härte des Kronen- und Brückenmaterials von de Trey, im Hedentverfahren erzielt, als gut, so ergibt sich für das K + B Material von de Trey und die vorgefertigte Wilde Schalen die Note gut bis sehr gut.

Die besten Ergebnisse und somit die Note sehr gut erzielten die Schalen von Myerson und die von de Trey gefertigten Biocetten.

Schlechter schnitten die Verblendungen aus dem Wilde K + B Kunststoff, aus dem Wilde K + B Brillant, aus Luxene Polymerisat und aus SR Pyroplast ab. Es ist hier gerade noch die Note befriedigend möglich.

Auffallend sind die guten Härtewerte der drei Verblendungen, die mit fabrikgefertigten Schalen hergestellt wurden. Dabei schnitt die "Biocette" von de Trey am besten ab.

Ein Unterschied im Härteverhalten nach dem Wässern ergab sich zwischen den üblich polymerisierten Verblendungen und dem Hedentverfahren nicht. Dies trifft sowohl bei dem K + B Material von Wilde als auch bei dem von de Trey zu.

Die folgenden Ausführungen sind statistisch nicht gesichert, da sich die Aufgabe auf den Vergleich von verschiedenen Materialien beschränkte. Weil es sich aber um Beobachtungen handelt, die das neuentwickelte Meßverfahren ermöglichte, sollen sie hier erwähnt werden.

und vielleicht als Anregung für weitere Untersuchungen dienen.

Wie bereits ausgeführt besitzt diese neuentwickelte Kleinflastharteneindruckmethode den Vorzug, daß man die Eindrücke sehen und den fertigen Härteeindruck auch unter Last durch das Mikroskop beobachten kann.

Abbildung 11 zeigt zwei von mir gesetzte und fotografierte Härteeindrücke in zwei verschiedenen Verblendungen. Auf dem linken Foto ist ein Härteeindruck einer Myerson-Vorblendschale abgebildet. Rechts sehen wir einen Härteeindruck in einer Verblendung aus Pyroplast.

Abb. 11



Härteeindruck in der
Myerson-Verblendschale

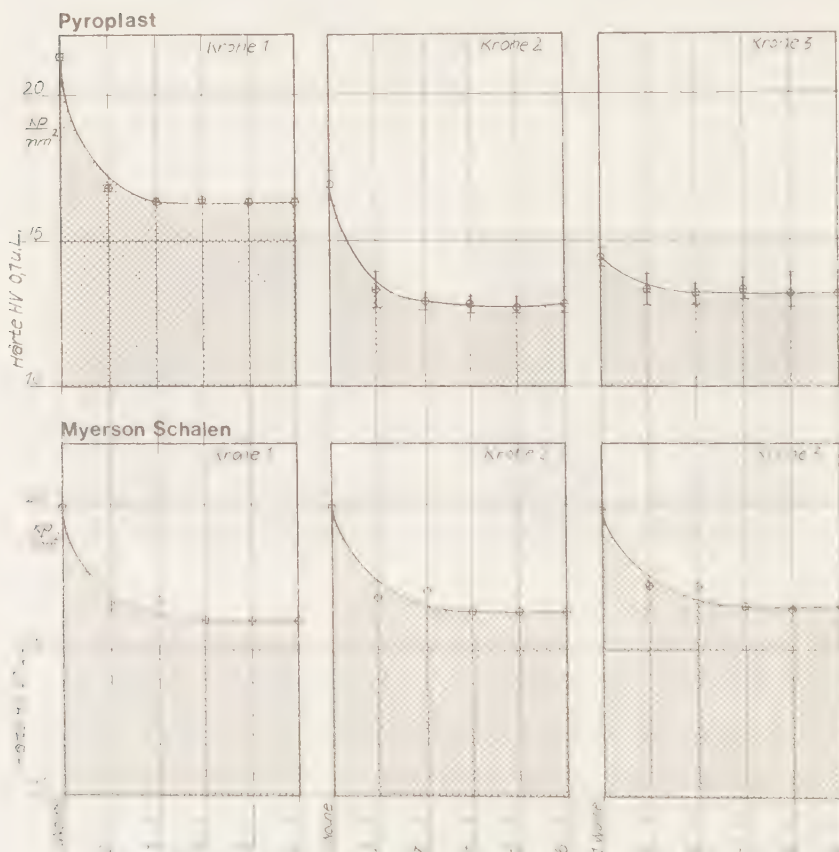


Härteeindruck in
Pyroplast-Verblendung

Schon ohne Auswertung der Härteeindrücke dieses Fotoarchivs ist es dem Betrachter möglich, ein Urteil über die Qualität dieser Kunststoffe zu fällen. Die abgebildeten Härteeindrücke für einen homogenen Kunststoff zeigt die linke Abbildung (Myerson-Verblendschale). Inhomogenität zeigt der Härteeindruck der rechten Abbildung (Pyroplast). Diese Inhomogenität ist die Folge der drucklosen Polymerisation.

Alle bisher genannten Härtezahlen sind die Durchschnittswerte, die sich aus den 3 Kronen ergaben. Vergleicht man die Härtewerte der einzelnen Kronen eines Materials untereinander, so ergibt sich für Pyroplast und die Myerson-Verblendung folgendes Bild (Abb. 12):

Abb. 12



Vergleich der Härtekurven zwischen den jeweils 3 Kronen der Verblendmaterialien Pyroplast und Myerson

Die aufgeführten Unterschiede zwischen den 3 Pyroplast-

Verblendungen in ihren Härtekurven zeigen die Schwierigkeit, mit diesem Verfahren eine Qualitätskonstanz zu erreichen.

In den Härtekurven der drei mit Myerson Schalen verblendeten Kronen zeigt sich eine Qualitätskonstanz dieses Materials durch den fast identischen Verlauf der 3 Kurven.

VI. Zusammenfassung

Nach einer Beschreibung der Verblendkrone und ihrer Entwicklung befaßt sich die vorliegende Arbeit mit der Problematik der Härteuntersuchungen von Kunststoffverblendungen. Es wird ein neues Prüfverfahren beschrieben, welches uns ermöglicht, Härteuntersuchungen an kunststoffverblendeten Kronen direkt durchzuführen, ohne daß spezielle Prüfkörper hergestellt werden müßten. Außerdem erlaubt das Prüfverfahren ein Messen der Härte unter Last. Es wird eine Relation zwischen Härte und Qualität hergestellt und somit eine Berechtigung zu Qualitätsaussagen aufgrund von Härtemessungen gegeben.

Mit neun verschiedenen Verblendmaterialien bzw. Methoden wurden je 3 Kronen verblendet. Diese 27 Verblendkronen wurden gleichzeitig gewässert und in Abständen von einer Woche auf ihre Härte geprüft. Die Meßergebnisse wurden mit Hilfe einer einfachen Varianzanalyse statistisch ausgewertet und mit einem Test nach Tukey miteinander verglichen. Dabei ergaben sich zum Teil signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Verblendmaterialien.

Die größten Härten zeigten die fabrikgefertigten Schalen von de Trey (Biocette), Myerson und Wilde. Diese Härten wurden nicht erreicht von dem K + B Material der Firma de Trey. Ein noch größerer Unterschied ergab sich für die K + B Materialien von Wilde sowie für Luxene und den Kunststoff SR Pyroplast.

Zwischen dem herkömmlichen Stopf-Pressverfahren und dem Hedentverfahren konnte kein Härteunterschied festgestellt werden.

Literaturverzeichnis

- 1 CASTAGNOLA, L. i.
ARX, H. Selbstpolymerisierende Kunststoffe.
Schweiz. Mschr. Zahnheilk.66,
1103-1270 (1956)

- 2 DIETERLE, H. Physikalisch-mechanische Eigenschaften des Cadurits im Vergleich zu anderen Füllungs-
werkstoffen.
Dtsch. zahnärztl. Z. 17, 1332
(1962)

- 3 DUBS, B. Über die mikroskopische Struktur von Paladon und Palapont.
Schweiz. Mschr. Zahnheilk.53,
752-766 (1943)

- 4 EICHNER, K. Leitfaden zahnärztlicher Werkstoffe und ihrer Verarbeitung.
Berlinische Verlagsanstalt GmbH, Berlin (1967), S.139 - 150

- 5 EICHNER, K. Leitfaden zahnärztlicher Werkstoffe u. ihrer Verarbeitung
Berlinische Verlagsanstalt GmbH, Berlin (1967), S.102

- 6 EICHNER, K. Kunststoff oder Porzellan ?
Deutscher Zahnärztekalendar 26, 76-86 (1967)

- 7 FISCHER, C.H. u.
MÜNSTERMANN, K. Experimentelle Untersuchungen über die Ritzhärte u. die Schleiffestigkeit zahnärztlicher Polymerisations-Kunststoffe.
Stoma (Heidelb.) 6, 165,(1953)

- 8 FISCHER, C.H.,
GROSZ, A. u.
MASUHARA, G. Erste Erfahrungen mit einem neuen Kunststoff-Füllungs-
material.
Dtsch. zahnärztl. Z. 23, 210
(1968)

- 9 FRANK, K. Prüfungsbuch für Kautschuk und Kunststoffe. Berliner Union, Stuttgart (1968) S. 124
- 10 GEIER, W. Kunststoffkronen-Brücken-Prothesen
Zahnärztl. Rdsch. 51, 78, 120, 146 (1942)
- 11 GODT, H. Über die physikalisch- chemischen Eigenschaften der 3M-Addent Produkte.
Dtsch. zahnärztl. Z. 24, 533 (1969)
- 12 HEYNOLD, W. Neues Schnell-Polymerisationsverfahren für Kunststoff-Kronen und Inlay-Einpressungen.
das dental-labor 16, 187-188 (1968)
- 13 HÖRAUF, K. Porzellan- oder Kunststoff-zahn.
das dental-labor 14, 37-38 (1966)
- 14 HOFMANN, M. Erfahrungen mit kunststoff-verkleideten Kronen- und Brückenkonstruktionen.
Dtsch. zahnärztl. Z. 13, 502-514 (1958)
- 15 JANKE, G. Das Gewichts-, Volumen- und Dichteverhalten unvernetzter Kunststoffe bei Austrocknung und Wasseraufnahme in Abhängigkeit von der Verarbeitung.
Dtsch. zahnärztl. Z. 12, 1464-1469 (1957)
- 16 JANKE, G. Probleme der Kunststofftechnik.
Dtsch. zahnärztl. Z. 8, 1159-1164 (1953)
- 17 JANKE, G. Die Abhängigkeit d. Protheseneigenschaften von der Laborverarbeitung.
Dtsch. zahnärztl. Z. 10, 1437-1443 (1955)

- 26 MATHE, G. Kunststoffe bei Kronen und Brücken
Verlag Urban und Schwarzenberg
München und Berlin 1954
- 27 MILLER, C.J. Inlays, Kronen, Brücken.
Medica Verlag Stuttgart 1965
S. 32-34 und 121-141
- 28 MOTT, B.W. Die Mikrohärteprüfung.
Berliner Union, Stuttgart
1957
- 29 MÜLLER, K. Anwendung einer neuentwickelten Kleinlast-Härtemeßmethode auf der Basis des Vickers-Verfahrens.
Kunststoffe 60, 265-273 (1970)
- 30 PHILLIPS, R. W. Recent improvements in dental materials that the operative dentist should know.
J. Amer. dent. Ass. 73, 84 (1966)
- 31 RANK, A. Die Hohlfacette aus Kunststoff bei Kronen- und Brückenarbeiten.
Zahnärztl. Rdsch. 61, 374-380 (1952)
- 32 REHBERG, H.J. Leitfaden zahnärztlicher Werkstoffe und ihrer Verarbeitung.
Berlinische Verlagsanstalt GmbH.
Berlin 1967, S. 78-79
- 33 REHBERG, H. J. Die Ursache der Verfärbung schnellhärtender Kunststoffe.
Dtsch. Zahn-, Mund- u. Kieferheilk. 1, 142-148 (1953)
- 34 REUMUTH, E. u. ARNOLD, E. "Die Rostocker Facettenkrone".
Dtsch. Stomat. 13, 391 (1963)

- 35 RITZE, H. Vergleichende Untersuchung über die Oberflächenhärte von Kunststoffzähnen. das dental-labor 12, 295 (1964)
- 36 RITZE, H. Vergleichende Untersuchung verschiedener Kunststoffe. Dtsch. zahnärztl. Z. 12, 1470-1479 (1957)
- 37 RITZE, H. Quellung u. Kunststoffe. Dtsch. zahnärztl. Z. 20, 1245-1251 (1965)
- 38 SCHMIDT, A. Leitfaden zahnärztlicher Werkstoffe und ihrer Verarbeitung. Berlinische Verlagsanstalt GmbH, Berlin 1967, S. 71-77
- 39 SCHMIDT, A. Welche Vorteile besitzt die Trockenpolymerisation. Zahnärztl. Praxis 10, 22 (1959)
- 40 SCHROEDER, A. Leitfaden zahnärztlicher Werkstoffe und ihrer Verarbeitung. Berlinische Verlagsanstalt GmbH, Berlin, 1967, S. 125-138
- 41 SCHROEDER, A. Über die Abhängigkeit der Prothesenqualität von den Polymerisationsbedingungen. Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 62, 1108-1120 (1952)
- 42 SCHROEDER, H. E. u. MÜHLEMANN, H. R. Vergleich von Oberflächenstruktur und Härte bei Super-Syntrex und Bio-Trey. Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 79, 85 (1969)
- 43 SCHWARTZ, N.L., WHITSETT, L.D., BERRY, T.G. u. STEWART, J.L. Universable crowns and fixed partial dentures: life span and causes for loss of serviceability. J. Amer. dent.Ass. 81, 1395 (1970)

- 44 SELBACH, F. W. Brücken und Kronen aus
Kunstharz.
Zahnärztl. Rdsch. 47, 1090
(1938)
- 45 SELBACH, F. W. Porzellan und Kunststoff.
Zahnärztl. Rdsch. 50, 379
(1941)
- 46 SINGER, F. u.
SCHÖN, F. Die partielle Prothese.
Verlag "Die Quintessenz",
Berlin 1964, S. 120-128
- 47 SPRENG, M. Mitteilungen über Auflösungs-
erscheinungen am Kunststoff
"Palapont".
Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 53,
195 (1943)
- 48 SPRENG, M. Mitteilungen über Auflösungs-
erscheinungen an dem Kunst-
stoff "Palapont" und "Selitrol".
Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 53,
1213 (1943)
- 49 STAWECKI, K.J. Untersuchungen über die Aus-
wirkung von Trocken- und
Naßpolimerisation auf zahn-
ärztliche Kunststoffe durch
mechanische Prüfmethode.
Med. Diss. Berlin 1961
- 50 STÜBEN, J. u.
KOECK, B. Werkstoffkundliche Unter-
suchungen über einige Eigen-
schaften des neuen Füllungs-
materials "Palakav".
Dtsch. zahnärztl. Z. 25,
538-546 (1970)
- 51 TITKEMEYER, W. Werkstoffgerechte Polymeri-
sation der Kunststoffe.
Zahnärztl. Prax. 3, 145-154
(1952)
- 52 VON K., R. Kritische Beurteilung der Ver-
blendkrone und ein eigenes
Verfahren unter Benutzung
einer Porzellanblende.
Zahnärztl. Rdsch. 66,
107-111 (1957)

- 53 VOSS, R. Untersuchungen über die Verblendkrone und ihre mechanische Widerstandsfähigkeit. Zahnärztl. Rdsch 66, 265 (1957)
- 54 WEIDNER, R. Zur Geschichte der Verblendkrone. Med. Diss. Frankfurt a. M. 1960
- 55 WEINGRABER, H. v. Technische Härtemessung. Hanser Verlag, München 1952
- 56 WINDECKER, D. Die Vollgußfacettenkrone mit individuell gesetztem Ring unter Verwendung einer farbkonstanten Kunststoffschale. Zahnärztl. Welt 63, 575-580 (1962)

An dieser Stelle möchte ich mich bei all denjenigen bedanken, die mir die Fertigstellung dieser Arbeit ermöglichten.

Mein herzlicher Dank gilt Herrn Professor Dr. H. Marx für die Überlassung des Themas und seine Hilfestellung.

Herrn Dr. K. Müller von der Materialprüfanstalt der Technischen Hochschule Darmstadt danke ich für die Betreuung bei den Härtemessungen, die an seinem Institut durchgeführt wurden.

Ebenfalls bedanke ich mich bei Frau Dipl. Mathematikerin Müller vom Institut für medizinische Statistik und Dokumentation der Johannes Gutenberg Universität Mainz für ihre Hilfe bei der Lösung der statistischen Probleme dieser Arbeit.

Lebenslauf

des Hansjörg Schwalb, geb. 9.5.1940 in Heilbronn/N.
verh. seit 4.9.1970 mit Barbara Maria, geb. Welsch,
geb. 11.1.1947, Grafikerin

Sohn: Jochen Volker, geb. 12.2.1971

wohnh.: 7022 Leinfelden, Talstr. 17

Herrn: Karl Schwalb, geb. 7.12.1912, Dipl. Meteorologe
und Anna Elisabeth, geb. Schneider, geb. 19.2.1915,
beide wohnhaft in Stuttgart,

Schulbesuché: 1946-1949 Grundschule in Stuttgart

1950-1959 Wagenburggymnasium Stuttgart

Ablegung der Reifeprüfung im Febr. 1959

Studium: 1960-1961 Studium der Physik

1962-1969 Studium der Zahnheilkunde an der
Johannes Gutenberg Universität Mainz

Approbation: Januar 1969

Assistenztätigkeit bei Herrn Dr. Siebert in Stuttgart
und Herrn Zahnarzt Thumm in Besigheim/N.

Seit 6.4.1972 selbständiger Zahnarzt in 7022 Leinfelden,
Talstr. 17

